

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
11. August 2005 (11.08.2005)

PCT

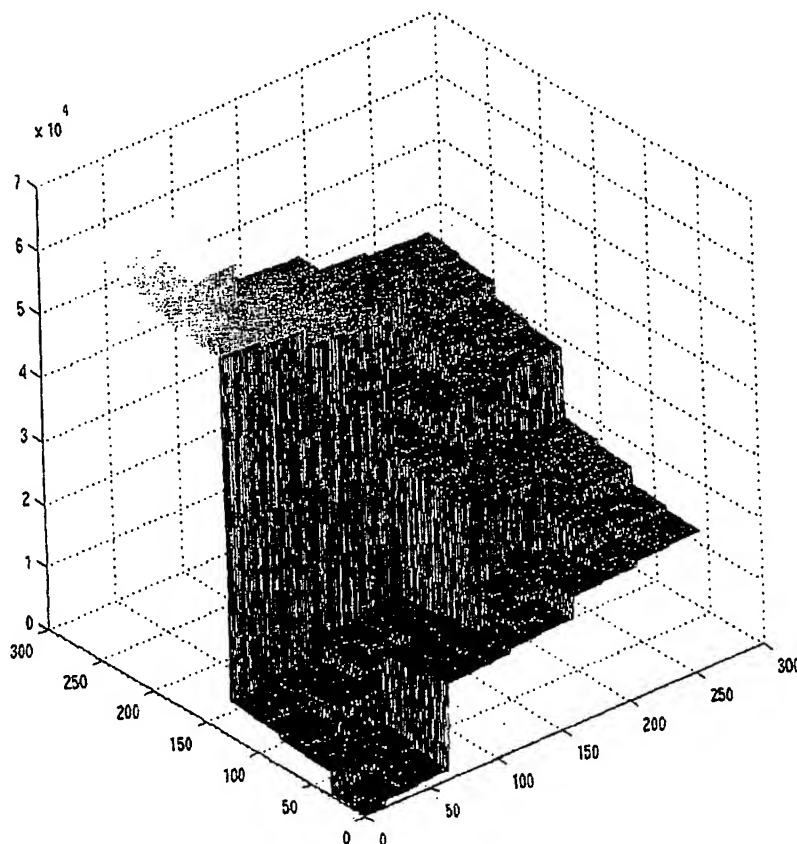
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2005/073748 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: **G01R 33/48**, 33/54, 33/561 (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **FORSCHUNGSZENTRUM JÜLICH GMBH** [DE/DE]; 52425 Jülich (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: **PCT/EP2004/053572**
- (22) Internationales Anmeldedatum: 17. Dezember 2004 (17.12.2004) (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **PATZAK, Richard** [DE/DE]; Hochhausring 18, 52076 Aachen (DE). **GEM-BRIS, Daniel** [DE/DE]; Nietzschestrasse 24, 68165 Mannheim (DE). **APPELT, Stephan** [DE/DE]; Gut Kartaus 1, Dürener Strasse 25, 52428 Jülich (DE). **HÄSING, Friedrich, Wolfgang** [DE/DE]; Meyburginsel 31, 52428 Jülich (DE). **HALLING, Horst** [DE/DE]; Marienstrasse 7, 52459 Pier (DE).
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 10 2004 005 005.8 30. Januar 2004 (30.01.2004) DE

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: IMAGING METHOD BASED ON FRACTAL SURFACE-FILLING OR SPACE-FILLING CURVES

(54) Bezeichnung: BILDGEBUNGSVERFAHREN BASIEREND AUF SELBSTÄHNLICHEN FLÄCHEN- ODER RAUMFÜLLENDEN KURVEN



(57) Abstract: The invention concerns an imaging method for use in nuclear magnetic resonance during which a constant static magnetic field acts upon a sample. An additional field is superimposed upon this static magnetic field. This additional field has, in at least one grating surface inside the sample volume, different field strength values at each point of the grating surface. The sample is excited by a high-frequency, electromagnetic alternating field, and the electromagnetic radiation radiated from the excited sample is extracted and evaluated for generating images. The invention also concerns an NMR imaging method during which the signal is extracted along a fractal, space-filling trajectory described by a Hilbert curve.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2005/073748 A1



(74) **Anwalt:** GILLE HRABAL STRUCK NEIDLEIN
PROP ROOS; Brucknerstr. 20, 40593 Düsseldorf (DE).

(81) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG,

ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft ein Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz, wobei auf eine Probe ein konstantes, statisches Magnetfeld einwirkt, wobei dem statischen Magnetfeld ein Zusatzfeld überlagert wird, das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist, wobei die Probe durch ein hochfrequentes, elektromagnetisches Wechselfeld angeregt wird, und wobei die von der angeregten Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung ausgelesen und zur Bildgenerierung ausgewertet wird. Die Erfindung betrifft auch ein NMR-Bildgebungsverfahren, bei dem das Signal entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie ausgelesen wird, die durch eine Hilbert-Kurve beschrieben wird.

Bildgebungsverfahren basierend auf selbstähnlichen
flächen- oder raumfüllenden Kurven

5

Beschreibung:

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Bildgebungsverfahren und eine zugehörige Vorrichtung für die Kernmagnetresonanz, welche
10 auf selbstähnlichen flächen- oder raumfüllenden Kurven basieren.

Die Magnetresonanz- oder Spinresonanz beruht darauf, dass Atomkerne (insbesondere Atomkerne in Molekülen), durch Radlowellen angeregt werden und ihrerseits Radiowellen aussenden. Der Kernmagnetresonanzeffekt kann ferner und
15 insbesondere in der Bildgebung bei den folgenden Kernen ausgenutzt werden: ^{13}C , ^{15}N , ^{129}Xe , ^3He , ^{23}Na und ^{17}O . Ursache hierfür ist die Eigenrotation - der Spin - der Protonen. Dieser Spin erzeugt als bewegte elektrische Ladung ein kleines, atomares Magnetfeld, das mit den magnetischen Momenten der
20 benachbarten Protonen wechselwirkt. Je nach Umgebung entsteht so ein charakteristisches magnetisches Moment des gesamten Moleküls.

Für MR-Messungen am menschlichen Körper bieten sich Wasserstoffkerne an, da diese bei weitem am häufigsten
25 vorkommen. Wird die zu untersuchende Person einem starken statischem Magnetfeld ausgesetzt, dann orientieren sich die Spins

der Protonen im Körper nach diesem äußeren Magnetfeld. Im Allgemeinen wird senkrecht zum statischen Magnetfeld ein hochfrequentes, elektromagnetisches Feld angelegt. Bei einer bestimmten Frequenz, der Larmor-Frequenz, werden die Spins
5 ausgelenkt, sie geraten in Resonanz.

Wird dieser Anregungsimpuls nun abgeschaltet, „klappen“ die Spins der Protonen in ihre Ursprungsrichtung zurück - und verlieren dabei Energie, die sie als Radiowellen abstrahlen. Der magnetische Anteil dieser Strahlung kann von einer
10 Empfängerspule gemessen und schließlich am Computer ausgewertet werden.

Durch das zeitlich genau definierte Einschalten eines zusätzlichen Gradientenmagnetfeldes (Schichtselektionsgradient) werden die Spins der Protonen schichtweise angeregt. Die zurückgesendeten
15 Radiowellen sind bei Verwendung von Lese- und Phasengradient genau lokalisierbar; es entstehen Bildpunkte, die zu einem zweidimensionalen Bild zusammengesetzt werden können. Damit stellt die Magnetresonanz eine vielfach verwendete, nicht-invasive Methode zur Untersuchung des menschlichen Körpers dar. Die
20 funktionelle Magnetresonanztomographie dient beispielsweise zur Darstellung lokaler Hirnaktivität.

Eine schnelle Bildaufnahme gelingt mit dem so genannten *echo planar imaging* (EPI). Dabei handelt es sich um eine schnelle Messtechnik, bei der mit einem einzigen Anregungspuls der
25 gesamte k-Raum (2D) aufgenommen werden kann. Von EPI werden beim Auslesen der k-Raum-Zellen Gradientenechos aufgenommen.

EPI ist die mit Abstand schnellste Methode in der MR-Bildgebung. Die klassische EPI-Sequenz benutzt eine einzige Anregung und

sammelt danach alle Daten in Gradientenechotechnik. Ein MR-Bild kann so in weniger als 100 ms erstellt werden.

Es gibt Spinecho- und Gradienten-Echo-Varianten der EPI-Sequenz. Die Gradienten-Echo-Variante (T_2^* -sensitiv) wird für die Messung der Gehirnaktivität verwendet. Die funktionale MR-Bildgebung basiert hierbei auf dem BOLD-Effekt: Blood-Oxygen-Level-Dependent-Effect. Die Spinecho-Variante (T_2 -sensitiv) verwendet nach dem Anregungspuls einen 180° -RF-Puls, um die Feldinhomogenitäten zu minimieren.

- 10 Unter Verwendung eines zusätzlichen 180° -Pulses können mit der EPI auch T_1 gewichtete Bilder aufgenommen werden. Die reine Gradienten Echo-Variante eignet sich vor allem für die Herzbildgebung. Bei EPI oszilliert der Frequenzkodiergradient (kontinuierlich oder mit Plateau-Intervallen), wodurch eine Serie
15 von Gradientenechos erzeugt wird.

Im Gegensatz zu den konventionellen MR-Bildgebungstechniken wird der Phasenkodiergradient während des Auslesens geschaltet. Hierdurch erhalten alle Echos eine andere Phasenkodierung: die Rohdatenmatrix wird Zelle für Zelle mit alternierender Laufrichtung
20 aufgefüllt.

Beim Gradientenecho wird das Echosignal durch Schalten eines Paares von dephasierenden und rephasierenden Gradienten erzeugt. Zu diesem Zweck wird der Frequenzkodiergradient direkt nach dem Anregungspuls mit negativer Polarität eingeschaltet. Er
25 bewirkt zunächst das Auffächern der Spins. Danach schaltet man ihn auf positive Polarität um. Nun werden die Spins wieder in Phase gebracht (Rephasierung), und es kommt zum Echo.

Bei Verwendung von kurzen Repetitionszeiten liefert ein Kippwinkel kleiner als 90° ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis als ein 90°

Puls. Um diese zu verdeutlichen, wird zunächst nur ein (der erste) Anregungspuls betrachtet. Beispielsweise ein Anregungspuls mit einem Kippwinkel von 20° erzeugt eine noch ausreichende Quermagnetisierung von 34% des Maximalwertes. Die
5 Längsmagnetisierung beträgt dabei 94% des Maximalwertes. Es steht also beim nächsten Anregungspuls wieder eine hohe Längsmagnetisierung zur Verfügung. Im Falle kurzer Wiederholzeiten (T_R klein gegenüber T_1) wird daher mit einem kleineren Kippwinkel ein stärkeres MR-Signal erzeugt, als mit einem
10 90° -Puls.

Die Längsmagnetisierung erholt sich umso schneller, je kleiner sie ist. Nach jeder Auslenkung um den Kippwinkel ist die verbleibende Längsmagnetisierung zunächst kleiner als davor. Sie erholt sich dann aber jeweils umso schneller, je kleiner sie ist. Nach mehreren
15 Anregungspulsen entsteht ein Gleichgewicht zwischen diesen beiden gegensätzlichen Tendenzen. Die Längsmagnetisierung und damit auch das Signal ist dann nach jedem Puls gleich groß. Dieser Gleichgewichtszustand wird auch als Steady-State bezeichnet.

20 Die Variation des Kippwinkels ändert aber nicht nur das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, sondern auch das Kontrastverhalten des MR-Bildes. Beim sogenannten Ernst-Winkel ergibt sich für eine bestimmte Wiederholzeit T_R und vom Gewebe abhängige T_1 -Zeit ein maximales Signal. Für diagnostische Zwecke wählt man
25 allerdings einen Kippwinkel, bei dem nicht unbedingt das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, sondern viel mehr der Kontrast optimiert wird. Für T_1 gewichtete Bilder erzeugt ein größerer Kippwinkel als der Ernst-Winkel einen besseren T_1 -Kontrast, bei

Protonendichtewichtungen ist ein kleinerer Kippwinkel wünschenswert.

Da die Gradientenecho-Sequenz sehr schnell ist und sehr kurze Repetitionszeiten T_R gegenüber der T_2 -Zeit haben kann (bis
5 hinunter zu 8 ms bei den schnellsten Sequenzen), ist von der vorherigen Anregung noch eine restliche Quermagnetisierung übrig. Es gibt 2 Möglichkeiten, mit dieser Tatsache umzugehen: Die Quermagnetisierung wird zerstört oder genutzt.

Beim sogenannten FLASH-Verfahren (Fast Low Angle Shot) wird mit
10 Hilfe der FLASH-Sequenz die verbleibende Quermagnetisierung vor dem wiederholten Anregungspuls durch einen Spoiler-Gradienten zerstört, d.h. es stellt sich nach einigen Anregungspulsen der Steady State der Längsmagnetisierung ein. Es wird nur dieser für die Bildgebung benutzt.

15 Nachteilig bei den zuvor beschriebenen Methoden, besonders bei der Echo-Planar-Bildgebung, ist die damit verbundene hohe Schallentwicklung. Diese beruht auf der Wirkung der Lorentz-Kraft auf die im Magnetfeld befindlichen Gradientenspulen, die von einem zeitlich (mit Frequenzen um 500Hz) variiertem Strom mit
20 einer Stärke von einigen Ampere durchflossen werden. Mit zunehmender Magnetfeldstärke erhöht sich die Schallintensität der Gradienten-Schaltvorgänge. Diese machen sich oft in Form lauter Klopfgeräusche, bei manchen Geräten auch als tonhaltiges Geräusch, bemerkbar. Folglich ist nachteilig eine Begrenzung der
25 Lärmbelastung in Abhängigkeit von der durch den Probanden zu bewältigenden Aufgabe („Task“) erforderlich.

Bei auditorischen Experimenten ergeben sich Einschränkungen aus dem Umstand, dass der Bildaufnahmelärm die Stimuli teilweise maskieren kann. Weiterhin erzeugt dieser Lärm als zusätzlicher

akustischer Stimulus eine schwer kontrollierbare Aktivierung auditorischer Areale. Die Auswirkungen des Bildaufnahmelärms auf den auditorischen Kortex sind Gegenstand intensiver Forschung.

5 Darüber hinaus entstehen bei der Echo-Planar-Bildgebung mit zellenmäßigem Readout nachteilig verfahrensbedingte "Ghosting"-Artefakte. "Ghosting"-Artefakte entstehen durch Überlagerung des eigentlichen Bildes mit einem in Phasencodierrichtung versetztem Bild.

10 Aus dem Stand der Technik ist ferner eine Anwendung von Hilbert-Kurven im Bereich der MR-Bildgebung bekannt und wurde in: "Detecting Discriminative Functional MRI Activation Patterns Using Space Filling Curves", D.Kontos, V.Megalooikonomou, N.Ghubade, C.Faloutsos, EMBC2003, S.963-966 offenbart. Dabei wird lediglich
15 eine Auswertung von bereits (konventionell) aufgenommenen MR-Daten im Hinblick auf Muster, die für ein Krankheitsbild charakteristisch sind, vorgenommen. Durch die Hilbertkurve werden 3D-Datensätze auf 1D-Datenstrukturen abgebildet, die dann miteinander verglichen werden.

20

Vor dem Hintergrund der oben beschriebenen Nachteile ist es daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zu schaffen, die eine im Vergleich leisere
25 Durchführung ermöglichen und die Bildgebung verbessern sowie die Vorrichtung im Vergleich weniger beanspruchen und die Anforderungen an diese reduzieren.

Diese Aufgabe wird durch die gattungsgemäßen Verfahren mit den Merkmalen der Ansprüche 1 und 7 sowie durch eine

Vorrichtung gemäß Anspruch 13 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Das erfindungsgemäße Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz sieht vor, dass auf eine Probe ein konstantes
5 statisches Magnetfeld einwirkt. Typischerweise weist das statische Magnetfeld bei gegenwärtigen MR-Tomographen eine Stärke zwischen etwa 0,25 und 10 T auf. Das Grundfeld ist erforderlich, um eine Mindestgröße des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses zu gewährleisten. Bei der Verwendung von hyperpolarisierten Kernen
10 kann das Grundfeld vergleichsweise sehr klein ausfallen, also weniger als 0,25 T aufweisen.

Das konstante statische Magnetfeld wird von einem Zusatzfeld überlagert. Das Zusatzfeld hat die Eigenschaft, für jeden Punkt mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in
15 jedem Punkt der Gitterebene einen anderen, nur einmal auftretenden Feldstärkewert aufzuweisen. Es kann sich dabei um mehrere Gitterflächen handeln und diese müssen nicht zwingend planar sein: es kann sich um Kugel- oder Zylinderoberflächen handeln. Die Probe wird ferner durch ein hochfrequentes,
20 elektromagnetisches Wechselfeld angeregt. Das erfindungsgemäße Bildgebungsverfahren sieht ferner vor, dass die von der angeregten Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung aufgezeichnet und zur Bildgenerierung ausgewertet wird. Durch Verwendung des so vorgegebenen Zusatzfeldes kann ein
25 zeitlich variiertes Gradientenfeld entfallen. Es gelingt folglich, ein Magnetresonanz-(MR)-Bild mit einer einzigen Hochfrequenzanregung ohne zeitlich variierenden Gradienten aufzunehmen, was wiederum die damit verbundene Schallentwicklung vorteilhaft unterbindet. Das Feld kann über
30 mehrere Messungen hinweg zeitlich konstant gehalten werden,

was eine breitbandige Hochfrequenz-Anregung notwendig macht. Oder es kann unter Verwendung einer Im Vergleich schmalbandigen Anregung für jede Messung eingeschaltet werden. Bei schmalbandiger Anregung liegen die
5 Resonanzfrequenzen der Spins nahe beieinander, was beispielsweise durch Abschalten des Zusatzfeldes erreicht wird. Bei einer breitbandigen Anregung kann das Zusatzfeld bestehen bleiben, was technisch leichter zu realisieren ist. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird ferner die von der angeregten
10 Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung ausgelesen und zur Bildgenerierung ausgewertet.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird das Zusatzfeld durch flächen- oder raumfüllende Kurven beschrieben, wobei diese Kurven eine ein-eindeutige
15 Zuordnung des Feldstärkewertes und Punkt des Gitters aufweisen. Durch die ein-eindeutige Zuordnung zwischen Ort und Frequenz kann die Bildrekonstruktion durch eine 1D-Fouriertransformation erfolgen. So wird eine Rohdatenmatrix mit Daten aufgefüllt und mittels einer 1D-Fourier-Transformation in ein MR-Bild
20 umgewandelt. Die Messung mehrerer Flächen kann beispielsweise sequentiell erfolgen. So wird das Untersuchungsobjekt zum Beispiel an der Messanordnung vorbei bzw. durch diese hindurch transportiert oder einzelne Segmente der Messanordnung nacheinander aktiviert.

25 Das Zusatzfeld wird durch flächen- oder raumfüllende Kurven beschrieben. Beispielsweise handelt es sich um Kurven die mittels L-Systemen konstruiert werden, wie es in „Chaos and Fractals“, Peltgen et al. beschrieben ist. Dadurch werden vorteilhaft Feldsprünge zwischen benachbarten Punkten vermindert, was
30 wiederum Artefakte minimiert. Grund hierfür ist, dass die für eine möglichst optimale Erfüllung der Eindeutigkeitsbedingung

erforderlichen Sprünge in der Feldstärke nur näherungsweise erfüllt werden können (stetiger Übergang der Feldstärke zwischen benachbarten Gitterpunkten, technischer Aufwand für die Felderzeugung). Eine Verletzung der Eindeutigkeitbedingung liegt
5 z.B. vor, wenn zwei verschiedene Orte auf eine Frequenz im Spektrum abgebildet werden. Es lässt sich nicht mehr feststellen, von welchem Ort ein Signal stammt. Behelfsweise kann das Signal dann je zur Hälfte auf beide Orte aufgeteilt werden. Dies führt zu einer Verschmierung des Bildes, besonders entlang von Linien, die
10 zwischen Bereichen mit stark unterschiedlichen Feldstärken liegen. Das so definierte Magnetfeld wird beispielsweise mit einer stromdurchflossenen Spulenordnung erzeugt, die durch eine numerische Optimierung festgelegt wird. Es handelt sich dabei um eine Magnetostatik-Berechnung, wobei die Differenzen aus den
15 vorgegebenen Magnetfeldwerten und den numerisch bestimmten Werten zu minimieren sind.

Eine weitere Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass mehrere Bereiche der Probe gleichzeitig, also
20 zeitlich parallel gemessen werden. Beispielsweise wird das dadurch erreicht, dass eine Messanordnung verwendet wird, die entsprechend mehrfach ausgestaltet ist. Dadurch kann das erfindungsgemäße Verfahren besonders schnell durchgeführt werden.

25

In einer weiteren, vorteilhaften Variante der Erfindung werden Echos erzeugt. Dabei handelt es sich um eine schnelle Messtechnik, bei denen es sich beispielsweise um Spinecho- und Gradientenechos handelt.

30

Zur Erzeugung des Echos ist in einer weiteren Ausgestaltung vorgesehen, dass das Zusatzfeld sein Vorzeichen über die Zeit wechselt. Durch einen Vorzeichenwechsel lassen sich analog zur bekannten MR-Bildgebung Gradientenechos erzeugen, allerdings
5 nicht für einzelne k-Raum-Zellen, sondern für ein ganzes Bild auf einmal. Dieses erlaubt die Durchführung einer schnellen spektroskopischen MR-Bildgebung: eine Anregung und Aufnahme mehrerer aufeinander folgender Echo-Bilder.

- 10 In einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird das Zusatzfeld durch eine Hilbertkurve, eine spezielle raum- und flächenfüllende Kurve, beschrieben. Wenn die Hilbert-Kurve zugrunde gelegt wird, ergibt sich eine hierarchische Artefakt-Struktur, d.h. es besteht eine negative Korrelation zwischen
15 Artefaktgröße und -häufigkeit. Dadurch wird vorteilhaft ein Kompromiss erreicht, da schwache Artefakte eher toleriert werden können als starke.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann zur Messung von
20 Stromverteilungen oder Magnetfeldern verwendet werden. Dadurch, dass keine Gradienten geschaltet werden, können in der Probe keine (unerwünschten) Ströme induziert werden.

- 25 Ein weiteres, alternatives Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz sieht vor, dass in der Probe mittels Hochfrequenzanregung eine räumlich detektierbare Transversalmagnetisierung erzeugt wird. Durch das Schalten von Bildgebungsgradienten erfolgt beispielsweise eine räumlich
30 aufgelöste Messung der Transversalmagnetisierung. Es erfolgt in einer Datenakquisitionsphase die Auslesung des Signals entlang

selbstähnlicher, raumfüllender Kurven und aus den gewonnenen Daten wird eine Rohdatenmatrix gebildet. Mit Hilfe einer Fourier Transformation wird aus der Rohdatenmatrix ein Bild gewonnen.

Bei bekannten Verfahren wird die Rohdatenmatrix (so genannter k-

5 Raum) zellenweise oder durch Abtasten auf Kreisbahnen generiert.

Bei der konventionellen zellenförmigen EPI-Abtastung alterniert der (oft mit nahezu Maximal-Amplitude betriebene) Lesegradient

zwischen jeder k-Raum-Zeile, wodurch die sequenztypischen Geräusche mit Frequenzen in der Größenordnung von 500Hz

10 entstehen. „Sequenz“ bezeichnet die Abfolge von Hochfrequenzanregungen, Gradientenpulsen und Daten-

akquisitionen. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ändert sich das Vorzeichen der Gradienten deutlich öfter, fast mit jedem k-

15 Raum-Punkt; was praktisch einer Aneinanderreihung von EPI-'Blips' entspricht. Mit 'Blip' wird ein Gradientenpuls bezeichnet, der für

den Wechsel von einer k-Raum-Zelle in die nächste erforderlich ist. Dies hat zur Folge, dass die Gradientengeräusche vorteilhaft in

einen höheren Frequenzbereich verschoben werden (bei einer Auflösung von 64x64 von Frequenzen um 500Hz auf Frequenzen

20 um 32000Hz). Dieser Effekt kann vorteilhaft für die Durchführung von auditorischen Gehirnbildgebungs-Studien genutzt werden, da

diese durch Gradientengeräusche z.T. stark beeinträchtigt werden.

Zum Teil liegt dies daran, dass das menschliche Gehör im für die Spracherzeugung relevanten Frequenzbereich besonders

25 empfindlich ist.

Aufwendige und teure Maßnahmen zur Reduktion der Schallentwicklungen durch passive oder gar aktive

Schalldämpfung können durch das erfindungsgemäße Verfahren

30 vorteilhaft entfallen. Sequenz-technische Maßnahmen zur Schallreduktion bestehen gemäß dem Stand der Technik in der

Verlangsamung des k-Raum-Readouts und der Reduktion der k-Raumzeilen, was nachteilig die Messzeit erhöht bzw. die Auflösung der Messung verringert.

- 5 Das erfindungsgemäße Verfahren vermeidet ferner länger andauernde 'Gradienten-Plateaus', woraus sich eine Entlastung der Gradientenverstärker bzw. geringere technische Anforderungen an die Gradientenverstärker ergeben. Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Bildkodierung besteht in einer Reduktion der
- 10 Periodizität des Gradientenzeitverlaufs, durch die wiederum mechanische Resonanzen der Bildgebungsvorrichtung vermindert werden.

- Gemäß einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen
- 15 Verfahrens wird die raumfüllende Trajektorie durch eine Hilbert-Kurve beschrieben. Bei der Hilbert-Kurve (Trajektorie) werden benachbarte k-Raum-Punkte zu ähnlichen Zeitpunkten abgetastet, wodurch sich mögliche Artefakte gleichmäßiger über den k-Raum verteilen. Eine analoge Vorgehensweise existiert bei Verfahren zur
- 20 Farbraum-Reduktion bei Ortsraum-Bildern („Dither-Algorithmen“).

- Eine weitere Ausführungsform sieht vor, dass die Datenakquisition segmentweise erfolgt. D.h. der k-Raum wird in einzelne Segmente unterteilt, die ihrerseits entlang einer raumfüllenden Kurve
- 25 abgetastet werden („Hybrid-Verfahren“), d.h. für jedes Segment wird ein Anregungspuls erzeugt. Eine Segmentierung kann besonders vorteilhaft sein, wenn die Relaxationszeiten kurz sind.

- Die vorgenannten Verfahren können vorteilhaft mit bekannten und
- 30 vorhandenen Vorrichtungen zur Kernspintomographie realisiert werden, beispielsweise ist deren Pulssequenz nur anzupassen.

Eine weitere Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass die Bildkodierung in 3 Dimensionen erfolgt. Damit eignet es sich für das sogenannte Echo-Volumar-Imaging. Dabei
5 handelt es sich um eine dreidimensionale EPI, wobei auf die Schichtselektion vorteilhaft verzichtet wird.

Eine weitere Ausführungsform sieht vor, dass Teile der Messanordnung an der Probe vorbei oder durch die Probe bewegt
10 werden oder einzelne Gradientenspulen nacheinander aktiviert werden.

Die Erfindung betrifft ferner Vorrichtungen zur Durchführung der jeweils zuvor beschriebenen Verfahren mit den damit verbunden Vorteilen. Gemäß einer ersten Vorrichtung ist ein konstantes,
15 statisches Magnetfeld vorgesehen, das auf eine Probe einwirkt. Die Vorrichtung umfasst Mittel zur Erzeugung eines Zusatzfeldes, das dem statischen Magnetfeld überlagert ist und das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist. Ferner
20 sind Mittel zur Erzeugung eines hochfrequenten, elektromagnetischen Wechselfeldes, wodurch die Probe angeregt wird, vorgesehen. In einer besonders einfachen Variante umfassen die Mittel zur Erzeugung eines hochfrequenten elektromagnetischen Wechselfeldes eine die gesamte Probe
25 einschließende HF-Sende- / Empfangsspule. Die Mittel zur Auslesung dienen der Registrierung der von der angeregten Probe abgestrahlten elektromagnetischen Strahlung. Ferner sind Mittel zur Auswertung und Bildgenerierung vorgesehen. Beispielsweise handelt es sich bei den Vorrichtungen um bekannte MR-
30 Bildgebungsvorrichtungen. Durch Verwendung des so

vorgegebenen Zusatzfeldes kann ein zeitlich varilierendes Gradientenfeld entfallen. Es gelingt folglich, ein Magnetresonanz-(MR)-Bild mit einer einzigen Hochfrequenzanregung ohne zeitlich variierenden Gradienten aufzunehmen, was wiederum die damit verbundene Schallentwicklung vorteilhaft unterbindet.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung umfassen die Mittel zur Erzeugung eines Zusatzfeldes eine Mikrospulenordnung. Beispielsweise handelt es sich um so genannte Mikrospulen-Arrays, wie sie in der Oberflächenmessung oder in der Biologie bzw. Biochemie für Screening-Systeme verwendet werden. Das Feld kann beispielsweise mit Mikrospulen erzeugt werden, die auf einer rechteckigen Fläche matrixartig ($n \times n$) angeordnet sind. Die Probe liegt beispielsweise auf diesen Spulen auf oder grenzt an diese unmittelbar an. Um das Zusatzfeld beispielsweise durch eine Hilbertkurve, eine spezielle raum- und flächenfüllende Kurve, beschreiben zu können, sind die Stromstärken der Mikrospulen durch die Werte entlang dieser Hilbertkurve mit linearem Anstieg der Feldstärke entlang der Kurve definiert.

Eine weitere erfindungsgemäße Vorrichtung sieht vor, dass Mittel zur Erzeugung einer detektierbaren Transversalmagnetisierung in einer Probe vorgesehen sind. Die Vorrichtung sieht ferner Mittel zur Datenakquisition eines Signals entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie vor. Ferner sind Mittel zur Datenauswertung vorgesehen, die aus den akquirierten Daten eine Rohdatenmatrix bilden und aus der Rohdatenmatrix mit Fourier Transformation ein Bild gewinnen. Die erfindungsgemäße Vorrichtung sorgt vorteilhaft für eine Verringerung bzw. Frequenzverschiebung der „Sequenz“-Geräusche. Der Effekt kann vorteilhaft für die Durchführung von auditorischen

Gehirnbildgebungs-Studien genutzt werden, da diese durch Gradientengeräusche z.T. stark beeinträchtigt werden. Zum Teil liegt dies daran, dass das menschliche Gehör im für die Spracherzeugung relevanten Frequenzbereich besonders empfindlich ist. Aufwendige und teure Maßnahmen zur Reduktion der Schallentwicklungen durch passive oder gar aktive Schalldämpfung können bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung vorteilhaft entfallen. Die Vorrichtung kann vergleichsweise einfach gehalten werden, da länger andauernde 'Gradienten-Plateaus' vermieden werden, woraus sich eine Entlastung der Gradientenverstärker bzw. geringere technische Anforderungen an die Gradientenverstärker ergeben. Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Bildkodierung besteht in einer Reduktion der Periodizität des Gradientenzeitverlaufs, durch die wiederum mechanische Resonanzen der Bildgebungsvorrichtung vermindert werden.

Zu den Figuren:

Figur 1 ist eine 3D-Darstellung einer zweldimensionalen Hilbertkurve. Die z-Koordinate gibt den Zeitpunkt an, zu dem der entsprechende k-Raum Punkt erreicht ist oder die Stärke des Zusatzfeldes als Funktion des Ortes.

Figur 2a zeigt als Belspiel die k_x -Komponente einer Hilbert-Trajektorie für eine Auflösung von 64x64 Voxeln.

Figur 2b zeigt als Beispiel die k_y -Komponente einer Hilbert-Trajektorie für eine Auflösung von 64x64 Voxeln.

Figur 3a zeigt die x-Komponente des Gradientenfeldes für die Kodierung der Hilbert-Trajektorie, die sich durch zeitliche Ableitung aus dem $k(t)$ -Verlauf ergibt.

- 5 Figur 3b zeigt die y-Komponente des Gradientenfeldes für die Kodierung der Hilbert-Trajektorie, die sich durch zeitliche Ableitung aus dem $k(t)$ -Verlauf ergibt.

Zusammenfassung:

- 10 Die vorliegende Erfindung betrifft ein Bildgebungsverfahren und Vorrichtung für die Kernmagnetresonanz. Das Verfahren sieht einerseits eine Bildkodierung mittels eines Zusatzfeldes vor, das für jeden Punkt einer 2-dimensionalen Gitterfläche innerhalb der Probe einen anderen, nur einmal auftretenden Feldstärkewert
- 15 aufweist, wie es z.B. bei auf selbstähnlichen, flächen- bzw. raumfüllenden Kurven beruhenden Feldern der Fall ist. Andererseits kann eine Auslesung des Resonanzverhaltens einer Probe entlang einer raumfüllenden bzw. flächenfüllenden Kurve vorgesehen sein. Bei der ersten Variante kann ein Magnetresonanz-(MR)-Bild mit
- 20 einer einzigen Hochfrequenzanregung ohne zeitlich variierenden Gradienten aufgenommen werden, was die damit verbundene Schallentwicklung vorteilhaft unterbindet. Bei der zweiten Variante werden die bei der Auslesung erzeugten Geräusche vorteilhaft in einen anderen Frequenzbereich verschoben, in dem das
- 25 menschliche Gehör eine geringere Empfindlichkeit besitzt. Darüber hinaus wird so die Vorrichtung entlastet und die technischen Anforderungen an diese reduziert. Ferner kann es mit bekannten und vorhandenen Vorrichtungen durchgeführt werden.

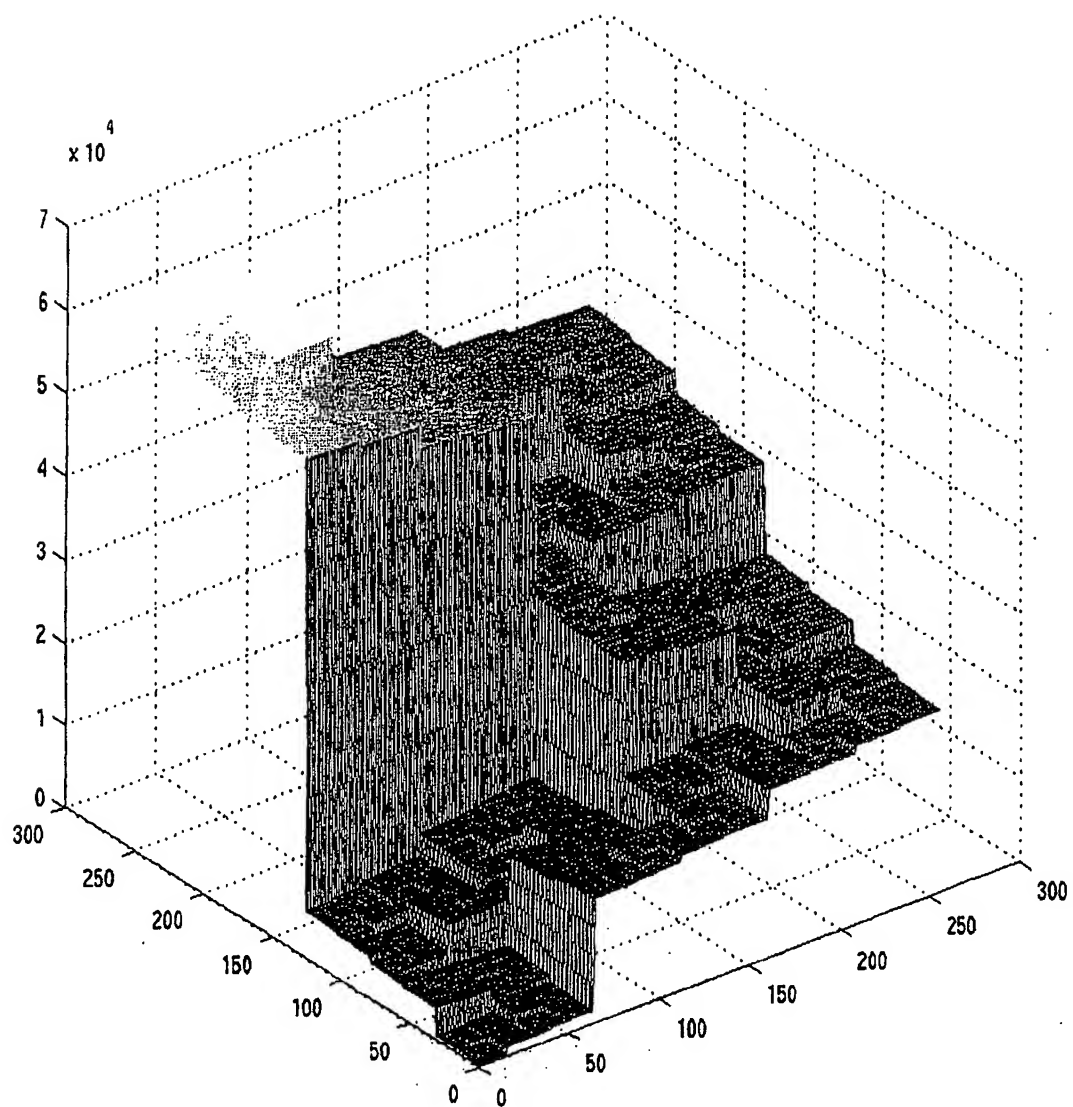
Ansprüche:

1. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz, wobei auf eine Probe ein konstantes, statisches Magnetfeld einwirkt, wobei dem statischen Magnetfeld ein Zusatzfeld überlagert wird, das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist, wobei die Probe durch ein hochfrequentes, elektromagnetisches Wechselfeld angeregt wird, und wobei die von der angeregten Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung ausgelesen und zur Bildgenerierung ausgewertet wird.
2. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei eine 1D-Fouriertransformation verwendet wird.
3. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Zusatzfeld durch flächen- oder raumfüllende Kurven beschrieben wird, wobei für diese Kurven eine ein-eindeutige Zuordnung zwischen Feldstärkewerte und Punkt des Gitters besteht.
4. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mehrere Bereiche der Probe gleichzeitig gemessen werden.

5. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei Echos erzeugt werden.
6. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei zur Erzeugung des Echos das Zusatzfeld sein Vorzeichen über die Zeit wechselt.
7. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Zusatzfeld durch eine Hilbert-Kurve beschrieben wird.
8. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz, wobei in einer Probe eine räumlich detektierbare Transversalmagnetisierung erzeugt wird, in der Datenakquisitionsphase das Signal entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie ausgelesen wird und eine Rohdatenmatrix gebildet wird und aus der Rohdatenmatrix mit Fourier Transformation ein Bild gewonnen wird.
9. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die selbstähnliche, raumfüllende Trajektorie durch eine Hilbert-Kurve beschrieben wird.
10. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche 8 oder 9, wobei die Datenakquisition segmentweise erfolgt.
11. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Bildkodierung in 3 Dimensionen erfolgt.
12. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei Teile einer

Messanordnung an der Probe vorbei oder durch die Probe bewegt werden oder Segmente des oder der Magnetfelder nacheinander aktiviert werden.

13. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einer der Ansprüche 1 bis 7, mit einem konstanten, statischen Magnetfeld, das auf eine Probe einwirkt, mit Mitteln zur Erzeugung eines Zusatzfeldes, das dem statischen Magnetfeld überlagert ist und das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist, mit Mitteln zur Erzeugung eines hochfrequenten, elektromagnetischen Wechselfeldes, wodurch die Probe angeregt wird, mit Mitteln zur Auslesung der von der angeregten Probe abgestrahlten elektromagnetischen Strahlung und mit Mitteln zur Auswertung und Bildgenerierung.
14. Vorrichtung gemäß Anspruch 13, wobei die Mittel zur Erzeugung eines Zusatzfeldes eine Mikrospulen-Anordnung umfassen.
15. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einer der Ansprüche 8 bis 12, mit Mitteln zur Erzeugung einer räumlich detektierbaren Transversalmagnetisierung in einer Probe, mit Mitteln zur Datenakquisition eines Signals entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie, mit Mitteln zur Datenauswertung, die aus den akquirierten Daten eine Rohdatenmatrix bilden und aus der Rohdatenmatrix mit Fourier Transformation ein Bild gewinnen.

**Fig. 1**

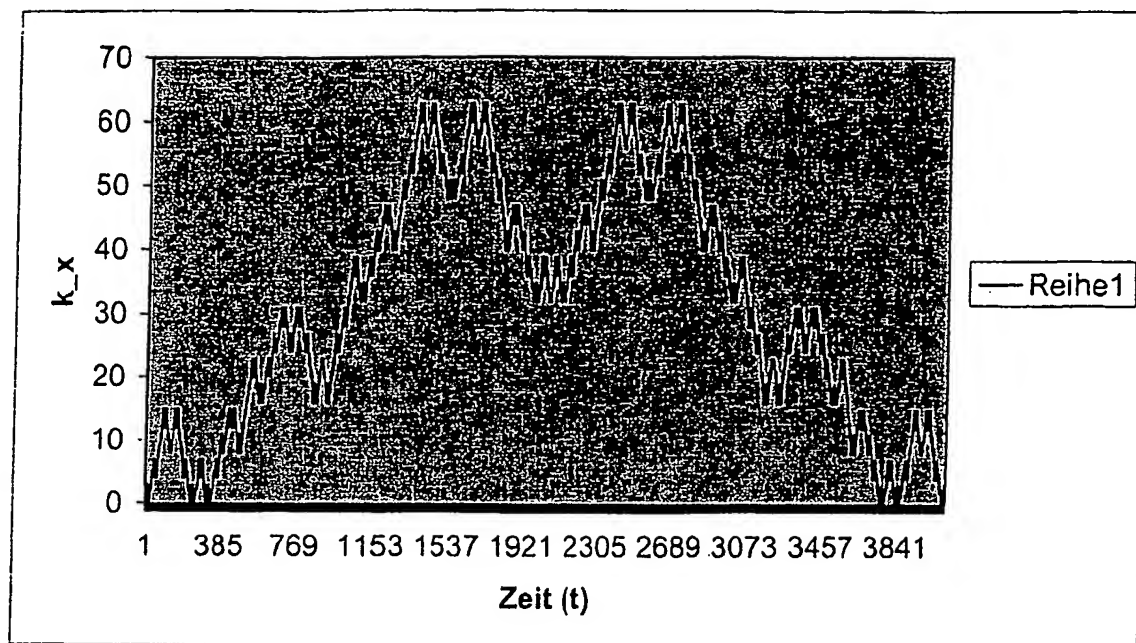


Fig. 2a

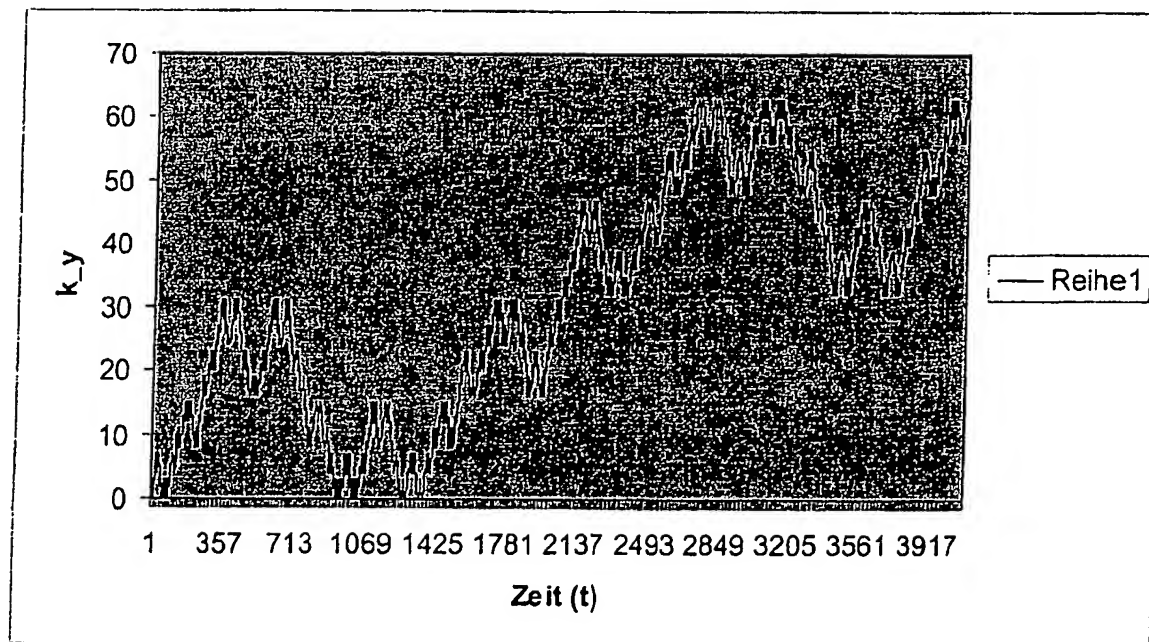


Fig. 2b

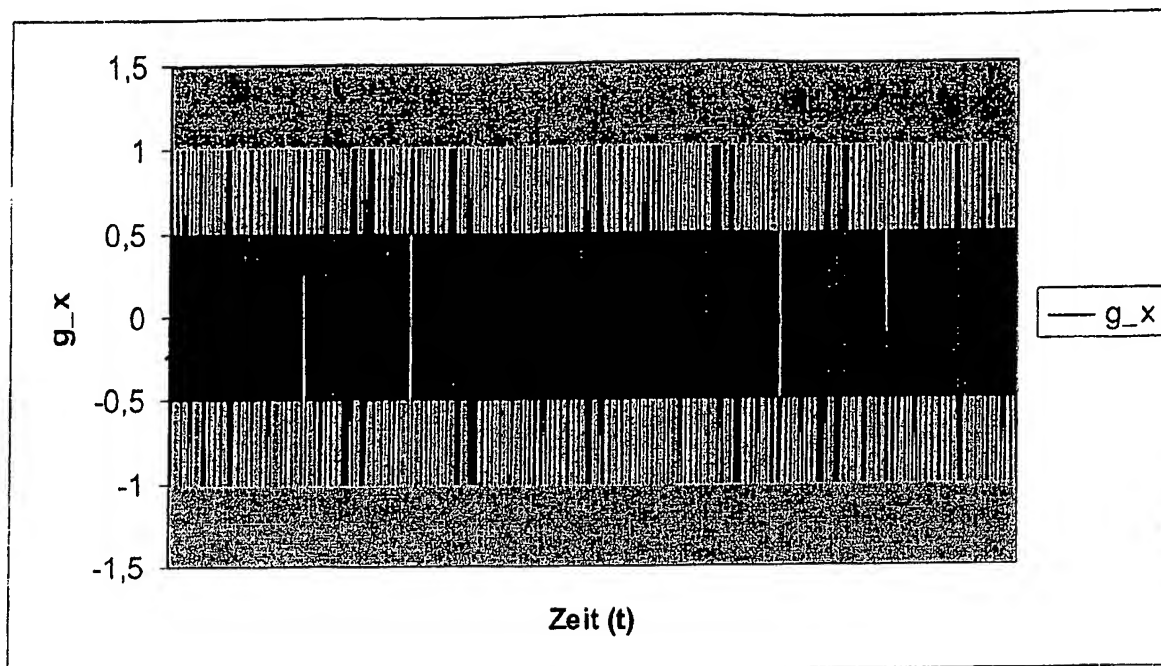


Fig. 3a

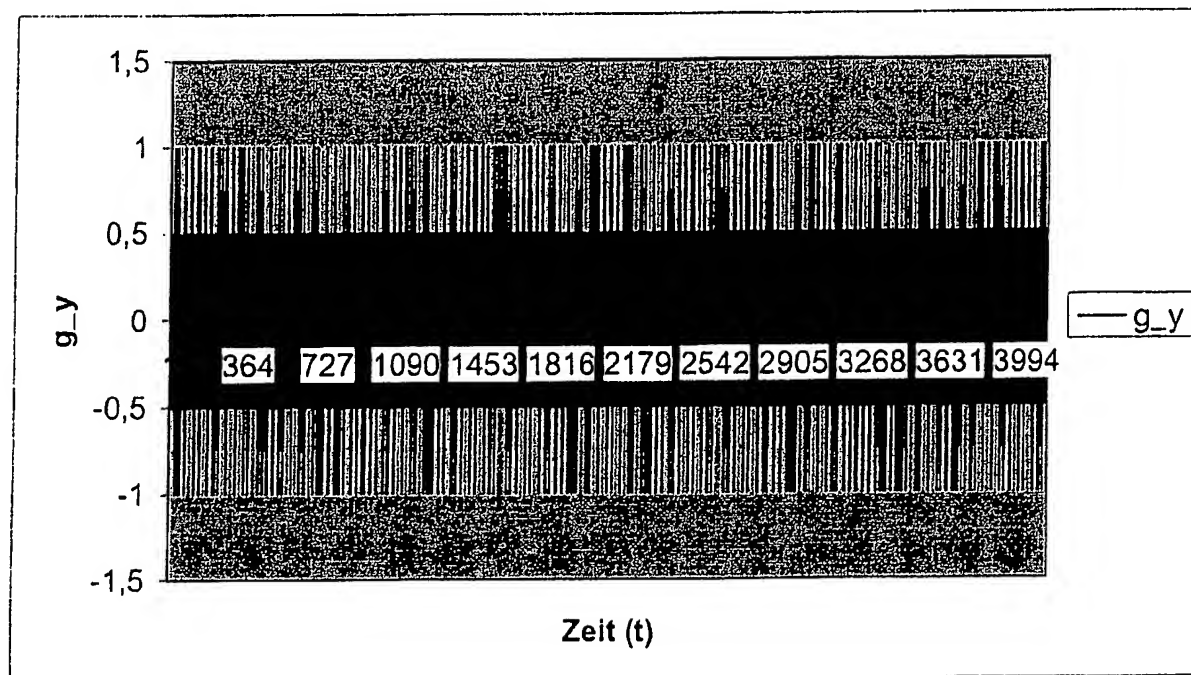


Fig. 3b

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 IPC 7 G01R33/48 G01R33/54 G01R33/561

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 G01R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, INSPEC, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4 115 730 A (MANSFIELD ET AL) 19 September 1978 (1978-09-19) column 4, line 23 - column 11, line 43; figures 3-9 -----	1-7,13



Further documents are listed in the continuation of box C.



Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 March 2005

Date of mailing of the international search report

17. 06. 2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Lersch, W

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

see annex sheet

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Box III

The International Searching Authority has determined that this international application contains multiple (groups of) inventions, as follows:

1. Claims 1-7, 13, 14

Rapid imaging by means of unique field distribution.

2. Claims 8-12, 15

Acquisition of k-space data along a fractal, space-factoring trajectory.

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4115730	A	19-09-1978	GB 1580787 A	03-12-1980
			DE 2716492 A1	03-11-1977
			JP 1392563 C	23-07-1987
			JP 52127389 A	25-10-1977
			JP 61055059 B	26-11-1986

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 IPK 7 G01R33/48 G01R33/54 G01R33/561

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 G01R

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, INSPEC, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 4 115 730 A (MANSFIELD ET AL) 19. September 1978 (1978-09-19) Spalte 4, Zeile 23 - Spalte 11, Zeile 43; Abbildungen 3-9 -----	1-7, 13



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"g" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

14. März 2005

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

12.06.2005

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
 Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Lersch, W

Feld II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein Recherchenbericht erstellt:

1. ☐ Ansprüche Nr. _____
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche die Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich _____
2. ☐ Ansprüche Nr. _____
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, daß eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich _____
3. ☐ Ansprüche Nr. _____
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefaßt sind.

Feld III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, daß diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

siehe Zusatzblatt

1. ☐ Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.
2. ☐ Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der eine zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung einer solchen Gebühr aufgefordert.
3. ☐ Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr. _____
4. ☒ Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Der internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfaßt:
siehe Beiblatt

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- ☐ Die zusätzlichen Gebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt.
- ☐ Die Zahlung zusätzlicher Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere (Gruppen von) Erfindungen enthält, nämlich:

1. Ansprüche: 1-7,13,14

Schnelle Bildgebung mittels ein-eindeutiger Feldverteilung

2. Ansprüche: 8-12,15

Akquisition von k-Raum-Daten längs einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 4115730	A	19-09-1978	GB	1580787 A	03-12-1980
			DE	2716492 A1	03-11-1977
			JP	1392563 C	23-07-1987
			JP	52127389 A	25-10-1977
			JP	61055059 B	26-11-1986
